

- For more records, click the Records link at page end.
- To change the format of selected records, select format and click **Display Selected**.
- To print/save clean copies of selected records from browser click **Print/Save Selected**.
- To have records sent as hardcopy or via email, click **Send Results**.

<input checked="" type="checkbox"/> Select All	Format		
<input checked="" type="checkbox"/> Clear Selections	Print/Save Selected	Send Results	Display Selected Full

1. ☐ 1/19/1

011494980 **Image available**

WPI Acc No: 1997-472893/199744

XRAM Acc No: C97-150374

XRPX Acc No: N97-394293

Areal implant, for abdominal wall closure - made from
knitted fabric comprising non-resorbable or slowly resorbable material

Patent Assignee: ETHICON GMBH & CO KG (ETHI); ETHICON GMBH (ETHI)

Inventor: HINSCH B; WALTHER C

Number of Countries: 011 Number of Patents: 011

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
EP 797962	A2	19971001	EP 97250072	A	19970313	199744
<u>DE 19613730</u>	<u>A1</u>	<u>19971002</u>	<u>DE 1013730</u>	<u>A</u>	<u>19960326</u>	<u>199745</u>
AU 9716485	A	19971002	AU 9716485	A	19970324	199747
EP 797962	A3	19971105	EP 97250072	A	19970313	199814
JP 10024054	A	19980127	JP 9788644	A	19970325	199814
CA 2200801	A	19970926	CA 2200801	A	19970324	199816
BR 9701466	A	19981110	BR 971466	A	19970325	199850
ZA 9702563	A	19981125	ZA 972563	A	19970325	199901
AU 704334	B	19990422	AU 9716485	A	19970324	199927
MX 9702257	A1	19980301	MX 972257	A	19970325	200002
US 6162962	A	20001219	US 97823914	A	19970325	200102

Priority Applications (No Type Date): DE 1013730 A 19960326

Cited Patents: No-SR.Pub; DE 3830005; US 4655221; WO 8707495

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
EP 797962	A2	E	16	A61F-002/00	

Designated States (Regional): DE FR GB IT

Patent No	Kind	Date	Main IPC	Filing Notes
<u>DE 19613730</u>	<u>A1</u>	<u>15</u>	<u>A61F-002/10</u>	
AU 9716485	A		A61F-002/02	
EP 797962	A3		A61F-002/00	
JP 10024054	A	11	A61F-002/08	
CA 2200801	A		A61F-002/02	
BR 9701466	A		A61L-027/00	
ZA 9702563	A	28	A61F-000/00	
AU 704334	B		A61F-002/02	Previous Publ. patent AU 9716485
MX 9702257	A1		A61B-017/00	
US 6162962	A		A61F-002/02	

Abstract (Basic): EP 797962 A

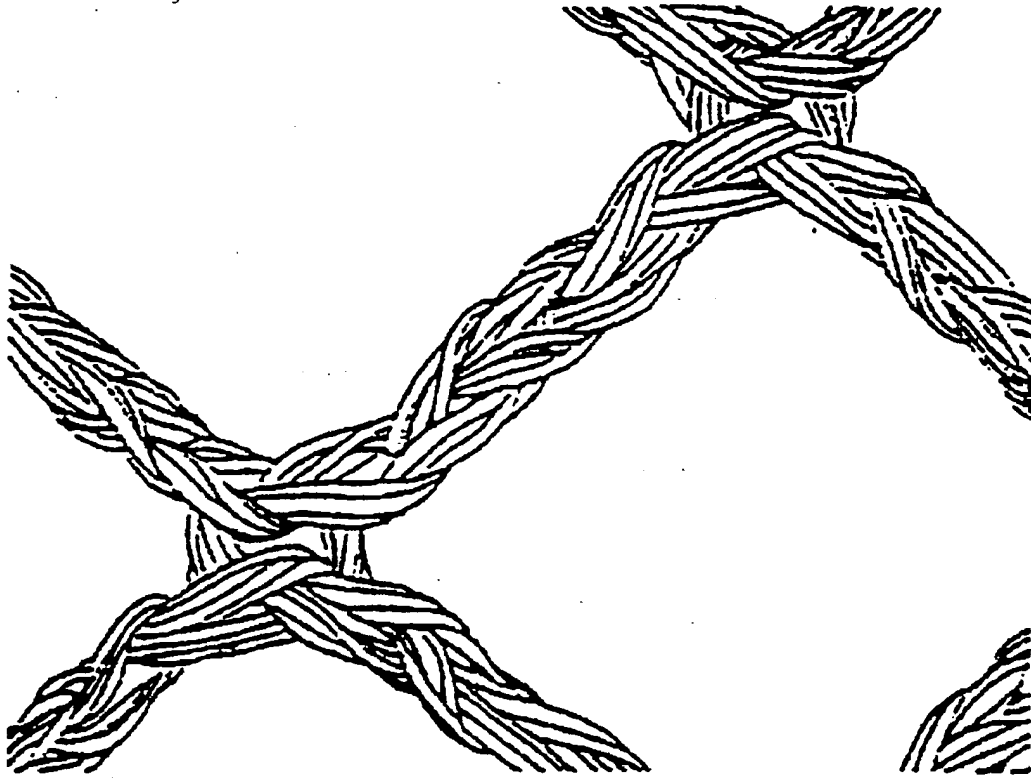
Areal implant, particularly for abdominal wall closure has a flexible basic structure made from a knitted fabric comprising non-resorbable material or resorbable material, which has a resorption time of at least 60 days and/or an in vivo decrease in strength which leads to a tearing strength remaining after 30 days which is at least 10 % of the initial tearing strength, or a combination of such materials. The knitted fabric of the base structure is designed to stretch more than the tissue region destined to receive the implant below a critical force and stretch less than this tissue region above the critical force, the critical force being below the highest load allowable for this tissue region. The implant has a synthetic

resorbable material, which stiffens the basic structure, whose sorption time is less than the basis structure.

USE - An areal implant particularly useful for abdominal wall closure is provided.

ADVANTAGE - The implant can be worked easily during an operation and shows an elasticity behaviour in the long term which is matched to the tissue into which it is inserted.

Dwg.1/11



Title Terms: AREAL; IMPLANT; ABDOMEN; WALL; CLOSURE; MADE; KNIT; FABRIC;

COMPRISE; NON; RESORPTION; SLOW; RESORPTION; MATERIAL

Derwent Class: A96; D22; F07; P31; P32; P34

International Patent Class (Main): A61B-017/00; A61F-000/00; A61F-002/00;

A61F-002/02; A61F-002/08; A61F-002/10; A61L-027/00

International Patent Class (Additional): A61B-017/04; A61F-002/38

File Segment: CPI; EngPI

Manual Codes (CPI/A-N): A09-A07; A12-V02; D09-C; F02-B02; F03-C08; F04-E04

Polymer Indexing (PS):

<01>

001 018; G4068 G2131 D01 D10 D11 D22 D23 D32 D46 D50 D76 D86 F43;

R01295 G2131 D01 D23 D22 D31 D42 D50 D77 D86 F43; R17298 G2131 D01

D23 D22 D31 D46 D50 D84 F43; H0000; P1978-R P0839 D01 D50 D63 F41;

P0055; S9999 S1172 S1161 S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354;

S9999 S1285-R

002 018; G2142 G2131 D01 F43 G1638 G1592 D22 F34 D50 D23 D31 D76 D46

D84; H0000; S9999 S1172 S1161 S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354

; S9999 S1285-R; P0953 P0839 P0964 H0260 F34 F41 D01 D63; P0055

003 018; G4068 G2131 D01 D10 D11 D22 D23 D32 D46 D50 D76 D86 F43;

R17298 G2131 D01 D23 D22 D31 D46 D50 D84 F43; S9999 S1172 S1161

S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999 S1285-R; H0022 H0011;

P1978-R P0839 D01 D50 D63 F41; P0055

004 018; G4068 G2131 D01 D10 D11 D22 D23 D32 D46 D50 D76 D86 F43;

R01295 G2131 D01 D23 D22 D31 D42 D50 D77 D86 F43; S9999 S1172 S1161

S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999 S1285-R; H0022 H0011;

P0055; P1978-R P0839 D01 D50 D63 F41

005 018; R17298 G2131 D01 D23 D22 D31 D46 D50 D84 F43; G2142 G2131 D01

F43 G1638 G1592 D22 F34 D50 D23 D31 D76 D46 D84; S9999 S1172 S1161

S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999 S1285-R; H0022 H0011;
P0953 P0839 P0964 H0260 F34 F41 D01 D63; P0055
006 018; G4068 G2131 D01 D10 D11 D22 D23 D32 D46 D50 D76 D86 F43;
R17298 G2131 D01 D23 D22 D31 D46 D50 D84 F43; G2142 G2131 D01 F43
G1638 G1592 D22 F34 D50 D23 D31 D76 D46 D84; S9999 S1172 S1161
S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999 S1285-R; H0033 H0011;
P0953 P0839 P0964 H0260 F34 F41 D01 D63; P0055
007 018; R00964 G0044 G0033 G0022 D01 D02 D12 D10 D51 D53 D58 D83;
S9999 S1172 S1161 S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999
S1285-R; H0000; P1150 ; P1343
008 018; S9999 S1172 S1161 S1070; S9999 S1218 S1070; S9999 S1354; S9999
S1285-R; P0839-R F41 D01 D63
009 018; ND01; K9574 K9483; K9676-R; Q9999 Q8048 Q7987; B9999 B3930-R
B3838 B3747; B9999 B3532 B3372; K9416; B9999 B4079 B3930 B3838
B3747; K9983; B9999 B4148 B4091 B3838 B3747; B9999 B3907 B3838
B3747; B9999 B3021 B3010; B9999 B4488 B4466; B9999 B4842 B4831
B4740; K9712 K9676
010 018; A999 A099 A077

Derwent WPI (Dialog® File 351): (c) 2001 Derwent Info Ltd. All rights reserved.

			Format	
<input checked="" type="checkbox"/> Select All			Display Selected	Full
<input checked="" type="checkbox"/> Clear Selections	Print/Save Selected	Send Results		

© 2001 The Dialog Corporation

06.02.2001

15:59

RUFF, BEIER U. PARTNER STUTTGART -> NATH

NR. 759

021



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑩ DE 196 13 730 A 1

⑤ Int. Cl.⁸:
A 61 F 2/10
A 61 L 27/00

⑳ Aktenzeichen: 196 13 730.6
㉔ Anmeldetag: 26. 3. 96
㉕ Offenlegungstag: 2. 10. 97

DE 196 13 730 A 1

㉑ Anmelder:
Ethicon GmbH & Co KG, 22851 Norderstedt, DE

㉒ Vertreter:
Uexküll & Stolberg, 22607 Hamburg

㉓ Erfinder:
Hinsch, Bernhard, Dr., 22851 Norderstedt, DE;
Walther, Christian, Dr., 24568 Kattendorf, DE

㉔ Entgegenhaltungen:
DE 38 30 005 C1
EP 02 04 931 A1
WO 96 03 165 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉕ Flächiges Implantat

㉖ Ein flächiges Implantat, insbesondere zum Bauchwandverschluß, weist eine flexible Grundstruktur aus einem Gewirke aus nicht resorbierbarem oder langsam resorbierbarem Material oder aus einer Kombination solcher Materialien auf. Das Gewirke der Grundstruktur ist dazu eingerichtet, sich unterhalb einer Grenzkraft stärker zu dehnen als der zur Aufnahme des Implantats bestimmte Gewebebereich und sich oberhalb der Grenzkraft weniger stark zu dehnen als dieser Gewebebereich. Dabei liegt die Grenzkraft unterhalb der höchsten diesem Gewebebereich zumutbaren Belastungskraft. Die Grundstruktur ist mit einem versteifenden, synthetischen resorbierbaren Material versehen, dessen Resorptionsdauer geringer ist als die der Grundstruktur.

DE 196 13 730 A 1

DE 196 13 730 A1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein flächiges Implantat, insbesondere zum Bauchwandverschluß.

Bei einer Operation im Bauchbereich ist es oftmals erforderlich, die Bauchwand durch ein eingesetztes flächiges Implantat zu verstärken. Es ist bekannt, für derartige Implantate Netze aus den nicht resorbierbaren Kunststoffen Polypropylen oder Polyester oder aus dem langsam resorbierbaren Polyglactin 910 (einem Copolymer aus Glycolid und Lactid im Verhältnis 9 : 1) zu verwenden. Auch metallische Implantate kommen zum Einsatz.

Die bekannten Implantatnetze haben einige Nachteile. So sind sie relativ schwer, d. h. das Flächengewicht liegt in der Regel oberhalb von 50 g/m² und überwiegend sogar bei ca. 100 g/m². Wenn die Implantate nicht resorbierbar sind, verbleibt daher auf Dauer eine relativ große Menge an Fremdschubstanz im Körper. In der Reißfestigkeit sind die bekannten Implantatnetze häufig überdimensioniert, d. h. sie haben eine weit höhere Festigkeit, als unter physiologischen Gesichtspunkten erforderlich ist. Diese Eigenschaften, kombiniert mit dem üblichen, netzartigen Aufbau der Grundstruktur der vorbekannten Implantate, können dazu führen, daß das Wohlbefinden und die Beweglichkeit eines Patienten, der ein solches Implantat trägt, eingeschränkt sind.

Ein weiterer Nachteil der vorbekannten flächigen Implantate ist, daß sie sich bei einer weichen Ansführung zwar nach der Operation besser an die Bauchwand anpassen, sich dann jedoch nur unter Schwierigkeiten einsetzen lassen, da sie sich z. B. leicht in Falten legen. Umgekehrt ist ein hartes Implantat zwar einfach verarbeitbar, kann aber nach dem Einbringen in die Bauchwand langfristig zu Problemen führen, wie bereits erwähnt. Die vorbekannten flächigen Implantate sind also entweder für eine leichte Handhabbarkeit während einer Operation zu weich oder für ein unproblematisches Zusammenwirken mit der Bauchwand, in die sie eingesetzt werden, zu hart.

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein flächiges Implantat, insbesondere zum Bauchwandverschluß, zu schaffen, das sich bei einer Operation leicht verarbeiten läßt und langfristig ein Elastizitätsverhalten zeigt, das auf das Gewebe, in das es eingesetzt ist, abgestimmt ist.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein flächiges Implantat, insbesondere zum Bauchwandverschluß, mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1. Vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Das erfindungsgemäße flächige Implantat weist eine flexible Grundstruktur aus einem Gewirke aus nicht resorbierbarem Material oder aus resorbierbarem Material oder aus einer Kombination solcher Materialien auf. Wird resorbierbares Material verwendet, so beträgt die Resorptionsdauer (d. h. die Zeitdauer, nach der in-vivo die gesamte Masse des Implantats abgebaut ist) mindestens 60 Tage, und/oder der in-vivo-Festigkeitsabfall ist so langsam, daß die Reißfestigkeit 30 Tage nach der Implantation noch mindestens 10% der Ausgangsreißfestigkeit beträgt. Die nicht resorbierbaren oder langsam resorbierbaren Materialien kommen zum Einsatz, damit die Grundstruktur längerfristig stabil ist und ein sicherer Heilungserfolg gewährleistet werden kann.

Der Begriff "Gewirke" ist hier ganz weit gefaßt zu verstehen. Darunter fallen zum Beispiel auch Gestricke und andere Maschengebilde, d. h. im wesentlichen alle textilen Materialien, die keine reinen Gewebe sind.

Das Gewirke der Grundstruktur ist dazu eingerichtet, sich unterhalb einer Grenzkraft stärker zu dehnen als der zur Aufnahme des Implantats bestimmte Gewebebereich und sich oberhalb der Grenzkraft weniger stark zu dehnen als dieser Gewebebereich. Dabei liegt die Grenzkraft unterhalb der höchsten diesem Gewebebereich zumutbaren Belastungskraft. Dadurch wird erreicht, daß sich die flexible Grundstruktur den üblichen Bewegungen des Gewebes (z. B. einer Bauchwand), in das das flächige Implantat eingesetzt oder eingenäht ist, problemlos anpaßt. Das Elastizitätsverhalten des aus einer Bauchwand und dem eingesetzten Implantat bestehenden Systems wird bei geringen Kräften, wie sie bei den üblichen Bewegungen des Patienten auftreten, durch die Bauchwand geprägt. Das Implantat wirkt daher nicht als Fremdkörper. Überschreiten die Kräfte dagegen die Grenzkraft, nimmt das Implantat die Kräfte auf und verhindert so eine Verletzung des Körpergewebes, z. B. der Bauchwand.

Erfindungsgemäß ist die Grundstruktur mit einem synthetischen resorbierbaren Material versteift, dessen Resorptionsdauer geringer ist als die der Grundstruktur und vorzugsweise im Bereich von 2 Tagen bis 200 Tagen liegt. Dadurch wird erreicht, daß das flächige Implantat während der Operation relativ fest ist und sich leicht handhaben läßt (z. B. beim Zuschneiden und Einsetzen), nach relativ kurzer Zeit im Körpergewebe jedoch seine dann unerwünschte Steifigkeit verliert, weil das versteifende synthetische Material resorbiert wird.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Gewirke der Grundstruktur derart aufgebaut, daß es mittels eines Stempeldurchdruckversuchs quantifizierbare Kraft/Dehnungs-Eigenschaften hat, wie im Patentanspruch 2 angegeben.

Vorzugsweise ist das Flächengewicht der Grundstruktur geringer als 50 g/cm². Bei Verwendung geeigneter Materialien (siehe unten) läßt sich mit einem Implantat zum Bauchwandverschluß dementsprechend geringer Masse eine Festigkeit erzielen, die über den von Klinge angegebenen physiologischen Eckdaten liegt (U. Klinge, B. Klosterhalten, W. Limberg, A.P. Öttinger, V. Schumpelick: Einsatz von Mesh-Materialien beim Narbenbruch; Veränderung der Bauchwanddynamik nach Mesh-Implantation; Poster, 162. Tagung der niederrheinisch-westfälischen Chirurgenvereinigung, 1995). Demnach beträgt der intraabdominelle Druck höchstens 20 kPa (150 mm Hg), die Wandspannung am Rand eines Bauchgewebebereichs höchstens 16 N/cm und die Reißfestigkeit der Fasern 20 N/cm bis 30 N/cm. Ein derart gestaltetes Implantat ist also in der Lage, alle physiologisch an einer gesunden Bauchwand auftretenden Kräfte aufzunehmen und bietet noch eine zusätzliche Sicherheitsreserve. Stabiler und somit schwerere Grundstrukturen bringen keinen zusätzlichen Vorteil, können aber den eingangs erwähnten Nachteil einer unerwünschten Steifigkeit haben.

Das Gewirke der Grundstruktur weist vorzugsweise eine aus Garnen gewirkte angenäherte Rechteckstruktur oder angenäherte Quadratstruktur auf. Es sind aber auch Wabenstrukturen oder Strukturen mit angenähert kreisförmigen Öffnungen oder andere Viefleckstrukturen denkbar. Bevorzugte Ausführungsformen für solche

DE 196 13 730 A1

Gewirke sind bei der Beschreibung der Ausführungsbeispiele mit Hilfe von Figuren näher erläutert. Mit derartigen Wirkstrukturen läßt sich das gewünschte Kraft/Dehnungs-Verhalten erzielen, d. h. unterhalb der Grenzkraft dehnt sich die Grundstruktur stärker als der zur Aufnahme des Implantats bestimmte Gewebebereich und oberhalb der Grenzkraft weniger stark als dieser Gewebebereich, wobei die Grenzkraft unterhalb der höchsten diesem Gewebebereich zumuthbaren Belastungskraft liegt.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, das versteifende Material mit der Grundstruktur zu verbinden. So kann das versteifende Material z. B. in die Grundstruktur eingewirkt, resorbierbare Garne oder dünne Monofilamente aufweisen, es kann eine Folie aufweisen, die auf einer Seite oder beiden Seiten der Grundstruktur aufgebracht ist, oder es kann eine auf das Material des Gewirkes aufgetragene Beschichtung aufweisen. Auch Kombinationen davon sind denkbar.

Vorteilhafte Materialien für die Grundstruktur sind z. B. Polypropylen, Polyester, Polyglactin 910, Polylactid-Garne, Polyglycolid-Garne, Poly-p-dioxanon-Garne, aber auch Copolymere, Mischungen oder Kombinationen derartiger Materialien.

Als versteifendes Material eignen sich z. B. Garne oder Folien aus Poly-p-dioxanon, Garne oder Folien aus Polyglactin (d. h. Glycolid/Lactid-Copolymeren), Garne oder Folien aus Polylactid, Garne oder Folien aus anderen Copolymeren dieser Materialien, Monofilamente aus solchen Materialien (z. B. mit Fadenstärken von 0,01 mm bis 0,2 mm Durchmesser), Beschichtungswachse aus solchen Materialien, insbesondere aus Polyglactin 630, und andere. Auch für das versteifende Material können Mischungen synthetischer resorbierbarer Materialien verwendet werden, deren Resorptionsdauer im gewünschten Bereich liegt. Ist das versteifende Material textiler Natur, so führt der in-vivo-Festigkeitsabfall dazu, daß nach einer Implantationszeit von typischerweise 2 bis 50 Tagen die verbleibende Reißfestigkeit noch ca. 10% der Ausgangsreißfestigkeit beträgt.

Vorzugsweise ist das Material der Grundstruktur nicht eingefärbt, damit die Grundstruktur, die ja nach der Implantation für längere Zeit oder auf Dauer im Körper verbleibt, keine unerwünschte Fremdkörperreaktion infolge des Farbstoffs zeigt. Dagegen kann es vorteilhaft sein, wenn das versteifende Material eingefärbt ist. Dies ermöglicht nämlich eine bessere Sichtkontrolle des Implantats während der Operation. Bei der Resorption verschwindet die Farbe, so daß auf längere Sicht kein Farbstoff im Körper verbleibt und daher keine unerwünschten Nebenwirkungen auftreten.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen und mit Hilfe von Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine vergrößerte schematische Ansicht einer ersten Ausführungsform der flexiblen Grundstruktur (Variante A), und zwar in Teil (a) in 25facher und in Teil (b) in 15facher Vergrößerung,

Fig. 2 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der flexiblen Grundstruktur (Variante B),

Fig. 3 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der flexiblen Grundstruktur (Variante C),

Fig. 4 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der flexiblen Grundstruktur (Variante D),

Fig. 5 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der flexiblen Grundstruktur (Variante E),

Fig. 6 eine schematische Ansicht einer Vorrichtung zum Durchführen von Stempeldurchdruckversuchen,

Fig. 7 das mit der Vorrichtung gemäß Fig. 6 gemessene Stempelkraft-Stempelauslenkungs-Diagramm der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante B im Vergleich zu einem herkömmlichen Implantat aus Polypropylen (H),

Fig. 8 das Spannungs-Dehnungs-Diagramm der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante A im Vergleich zu Rattenmuskulatur,

Fig. 9 ein schematisches Stempelkraft-Stempelauslenkungs-Diagramm zur Erklärung des Hystereseverhaltens der flexiblen Grundstruktur,

Fig. 10 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante A, die mit einem Garn aus Polyglactin 910 versteift ist, und

Fig. 11 eine vergrößerte (25fach) schematische Ansicht der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante B, die mit einer resorbierbaren Beschichtung aus Polyglactin 630 versteift ist.

Die Fig. 1 bis 5 zeigen vergrößerte schematische Ansichten verschiedener Ausführungsformen für das Gewirke der flexiblen Grundstruktur des erfindungsgemäßen flächigen Implantats. Die Figuren sind nach Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen von etwa 25facher Vergrößerung gezeichnet.

Die Variante A des Gewirkes gemäß Fig. 1 hat eine angenäherte Quadratstruktur, wobei die Steglänge jeweils etwa 3 mm beträgt. Die Variante B des Gewirkes gemäß Fig. 2 hat ebenfalls eine angenäherte Quadratstruktur. Hier ist die Steglänge jedoch größer und beträgt etwa 5 mm. Die in Fig. 3 gezeigte Variante C des Gewirkes hat unterschiedlich große Öffnungen oder Poren, wobei die Fläche der großen Poren größer als 0,5 mm² und die der kleinen Poren kleiner als 0,5 mm² ist. Die in den Fig. 4 und 5 dargestellten Varianten D und E des Gewirkes haben andere Strukturen.

An den Fig. 1 bis 5 ist deutlich zu erkennen, daß der überwiegende Anteil der Poren größer ist als 0,5 mm². Daher kann die flexible Grundstruktur des flächigen Implantats nach dem Implantieren gut von Gewebe durchwachsen werden, was zu einer sicheren Verankerung im Körper des Patienten und zu einer zuverlässigen Kräfteaufnahme durch das Implantat führt.

06.02.2001

15:59

RUFF, BEIER U. PARTNER STUTTGART -> NATH

NR. 759

024

DE 196 13 730 A1

Tabelle 1 Daten von fünf erfindungsgemäßen flexiblen Grundstrukturen (Varianten A bis E) und eines herkömmlichen Implantatnetzes (H) aus Polypropylen (Polypr.)

Variante	A	B	C	D	E	H
Material Filament	Polypr. multifil	Polypr. multifil	Polypr. multifil	Polypr. multifil	Polypr. multifil	Polypr. monofil
Fadensysteme	3	3	3	3	3	1
Anzahl der Maschenreihen pro cm (längs)	220	220	160	186	212	62
Anzahl der Maschenstübben pro cm (quer)	52	38	57	64	72	46
Garnfeinheit in tex [g/1000 m]	6,7	5,7	6,7	6,7	6,7	20,6
Porengröße (ca.) der Poren > 0,5 mm ² [mm ²]	3x3	4x4	1,3x1,3	2x3,3	1,3x3,3	
Porenanteil [%]	93	95				83,5
Dicke [mm]	0,41	0,4				0,7
Flächengewicht [g/m ²]	26,8	20,1	31,4	36,2	40	109
Nahtausreißkraft pro cm (längs) [N/cm]	17,5	13,5	20,1	20,7	23	57
Nahtausreißkraft pro cm (quer) [N/cm]	22,7	22,4	26,3	31,7	36,1	75
Stempeldurchdruckversuch (ähnlich DIN 54307)						
F _{max} [N]	464	415	460	480	625	2370
Stempelauslenkung bei F _{max} [mm]	44,5	44,1	40,4	40,6	44,0	44,7
Spannung bei x _{kontak} [N/cm]	17,7	16,1	10,8	19,9	23,0	90,9
Verformung [%]	34,5	33,9	28,6	28,9	34,9	34,1
Bruchdehnung [%]	39,5	39,1	35,0	36,0	39,7	39,7
Streifenzugversuch						
Reißfestigkeit (längs) [N/cm]	33	25	33	37	45	150
Bruchdehnung (längs) [%]	37,9	28,2	25,2	49,5	40,3	80,4

In der Tabelle 1 sind Daten für die einzelnen Varianten A bis E der flexiblen Grundstruktur des erfindungsgemäßen flächigen Implantats sowie zum Vergleich die entsprechenden Daten für ein herkömmliches Implantat-

DE 196 13 730 A1

netz angegeben.

Die Varianten A bis E sind alle aus multifilem Polypropylen gewirkt, wobei drei Fadensysteme verwendet werden. Das herkömmliche Implantatnetz besteht aus monofilem Polypropylen, dabei kommt ein Fadensystem zum Einsatz. Die Anzahl der Maschenreihen pro Zentimeter, die Anzahl der Maschenstäbchen pro Zentimeter, die Garnfeinheit, die Maße der mehr als 0,5 mm² großen Poren, der Porenanteil (bezogen auf die Gesamtfläche des Gewirkes bzw. des herkömmlichen Implantatnetzes) und die Dicke folgen aus der Tabelle 1. Die Varianten A und B haben im Vergleich zu dem herkömmlichen Implantatnetz einen größeren Porenanteil und eine geringere Dicke. Wie Tabelle 1 ferner zeigt, haben die Varianten A bis E ein relativ niedriges Flächengewicht, das in allen Fällen unterhalb von 50 g/m² liegt und damit deutlich geringer ist als das des herkömmlichen Implantatnetzes.

Die Nahtausreißkraft pro Zentimeter Nahtlänge, gemessen längs und quer zu dem Gewirke bzw. dem herkömmlichen Implantatnetz, liegt bei den Varianten A bis E in der Regel oberhalb von 16 N/cm, dem von Klinge genannten Wert für die maximale Wandspannung am Rand eines Bauchgewebebereichs.

Das Kraft-Dehnungs-Verhalten der Gewirke bzw. des herkömmlichen Implantatnetzes läßt sich quantitativ am besten mit Hilfe eines Stempeldurchdruckversuchs in Anlehnung an die DIN 54 307 beschreiben. Mit solchen Stempeldurchdruckversuchen werden in der Textilindustrie flächenbezogene Materialeigenschaften bestimmt.

Fig. 6 zeigt eine schematische Ansicht einer Vorrichtung zum Durchführen von Stempeldurchdruckversuchen. Dabei wird ein halbkugelförmiger Stempel 1, der an einem Schaft 2 befestigt ist, in Richtung der Pfeile bewegt, d. h. längs der Symmetrieachse. Zwischen einem oberen Ring 3 und einem unteren Ring 4 ist eine Probe 5 des zu untersuchenden Gewirkes bzw. eines herkömmlichen Implantatnetzes eingespannt. Wenn der Stempel 1 nach unten vorgeschoben wird, drückt er die Probe 5 nach unten durch. Dabei wird die von der Probe 5 auf den Stempel 1 ausgeübte Kraft F umso größer, je stärker die Probe 5 deformiert wird. Gemessen werden die Kraft F und die Stempelauslenkung s , die ein Maß für die Deformation der Probe 5 ist, wobei $s = 0$, wenn sich der unterste Punkt des Stempels 1 in der Ebene der Probe 5 befindet. Bei der für die Stempeldurchdruckversuche verwendeten Vorrichtung beträgt der Stempelradius 50 mm. Der Innenradius des oberen Rings 3 und des unteren Rings 4 ist 56,4 mm, so daß sich die effektive Fläche der Probe 5 auf 100 cm² beläuft.

In der Tabelle 1 sind für die Varianten A bis E sowie für das herkömmliche Implantatnetz die maximale beim Stempeldurchdruckversuch angewandte Kraft F_{\max} , bei der erste Schäden an der Probe auftreten (und zwar im mittleren Bereich der Probe), sowie die zugehörige Stempelauslenkung s_{\max} angegeben. Rechnerisch kann daraus die sogenannte Spannung bei r_{kontakt} ermittelt werden, die der sogenannten Wandspannung in N/cm entspricht. Die Spannung bei r_{kontakt} herrscht in der Probe entlang der kreisförmigen Linie, an der bei der Stempelauslenkung s_{\max} der an dem Stempel anliegende Probenbereich in den Probenrandbereich übergeht, der den Stempel nicht direkt berührt und sich bis zu den Ringen 3, 4 erstreckt. Bei dieser Spannung tritt die in der Tabelle 1 angegebene Verformung auf, die sich aus der in Umfangsrichtung gemessenen Längenänderung der Probe bei r_{kontakt} bezogen auf die entsprechende Umfangslänge der nicht verformten Probe, ergibt. Ferner kann aus den Versuchsdaten rechnerisch die ebenfalls in der Tabelle 1 angegebene Bruchdehnung bestimmt werden, die höher ist als die Verformung, da die Probe im Stempeldurchdruckversuch nicht bei r_{kontakt} , sondern im mittleren Bereich reißt, wo sie stärker gedehnt wird als bei r_{kontakt} .

Aus der Tabelle 1 ist ersichtlich, daß bei allen Varianten A bis E die Spannung bei r_{kontakt} größer oder gleich 16 N/cm ist, also mindestens so groß wie die von Klinge angegebene maximale Wandspannung am Rand eines Bauchgewebebereichs (16 N/cm). Der wesentlich größere Wert bei dem herkömmlichen Implantatnetz ist physiologisch nicht erforderlich.

Die Tabelle 1 zeigt ferner die Ergebnisse eines an Proben der Varianten A bis E und des herkömmlichen Implantatnetzes durchgeführten Streifenzugversuchs. Dabei werden die Reißkraft pro Zentimeter Probenbreite (Reißfestigkeit) längs zur Probenrichtung sowie die Bruchdehnung ermittelt. Allerdings ist hierbei zu beachten, daß die Werte durch die Prüfung stark verfälscht werden können (Einschnürung beim Ziehen), so daß der Stempeldurchdruckversuch aussagekräftiger ist.

Bei den Varianten A bis E des Gewirkes liegen die Reißfestigkeiten im Bereich von 25 bis 45 N/cm und sind daher mindestens so groß wie die von Klinge angegebene Reißfestigkeit der Faszien (20 bis 30 N/cm). Die wesentlich höhere Reißfestigkeit des herkömmlichen Implantatnetzes ist wiederum nicht erforderlich.

Fig. 7 zeigt ein vollständiges mit Hilfe eines Stempeldurchdruckversuchs bestimmtes Stempelpunkt-Stempelauslenkungs-Diagramm, und zwar für das Gewirke der Variante B im Vergleich zu dem herkömmlichen Implantatnetz aus Polypropylen (H). Die Kurve für die Variante B endet bei den in der Tabelle 1 angegebenen Werten für F_{\max} und s_{\max} , während die Kurve für das herkömmliche Implantatnetz nicht vollständig eingezeichnet ist, sondern bei $F = 500$ N abbricht. Es ist deutlich zu erkennen, daß bei dem erfindungsgemäßen Implantat gemäß Variante B noch bei relativ großen Stempelauslenkungen s die Stempelpunkt F gering ist. Erst bei größeren Werten für s erfolgt ein steller Anstieg der Kurve. Bei dem herkömmlichen Implantatnetz ist bereits bei mittleren Stempelauslenkungen s die Stempelpunkt F groß.

Die Stempelpunkt-Stempelauslenkungs-Diagramme wie in Fig. 7 lassen sich in Kraft-Längenänderungs-Diagramme oder in Spannungs-Dehnungs-Diagramme umrechnen. Bei den letzteren ist unter Spannung die Kraft pro Zentimeter Probenbreite zu verstehen. Ferner ist die Längenänderung der Probe auf die Gesamtlänge der Probe (vor der Dehnung) bezogen und damit unabhängig von der Gesamtlänge der Probe selbst. Fig. 8 zeigt ein solches Spannungs-Dehnungs-Diagramm der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante A, wie es sich aus dem Stempeldurchdruckversuch ergibt.

Ferner ist ein an Rattenmuskulatur bestimmtes Spannungs-Dehnungs-Diagramm eingezeichnet, das allerdings nicht durch einen Stempeldurchdruckversuch gewonnen wurde, der sich wegen der dafür erforderlichen Probengröße mit Rattenmuskulatur nicht durchführen ließ, sondern aufgrund eines Streifenzugversuchs an einem Probenstreifen von ca. 1 cm Breite. Die Messungen an der Rattenmuskulatur erfolgten bei einer Muskula-

DE 196 13 730 A1

turdicke, die etwa der einer menschlichen Bauchwand entspricht, wobei die Streuung, wie bei jeder biologischen Probe, entsprechend groß sein kann.

Ein schmaler Probenstreifen schnürt sich im Zugversuch ein, was bei einer gegebenen Zugkraft pro Streifenbreite (Spannung) zu einer wesentlichen stärkeren Dehnung führt, als wenn die Dehnung gleichzeitig in mehreren Raumrichtungen erfolgt, wie beim Stempeldurchdruckversuch. Die Kurve für die Rattenmuskulatur kann daher nicht direkt mit dem im Stempeldurchdruckversuch gewonnenen Spannungs-Dehnungs-Diagramm für die flexible Grundstruktur gemäß Variante A verglichen werden. Aus diesem Grunde ist für die flexible Grundstruktur gemäß Variante A ein weiteres Spannungs-Dehnungs-Diagramm eingezeichnet, das wie bei der Rattenmuskulatur über einen Streifenzugversuch bestimmt wurde, und zwar mittels eines Probenstreifens mit einer Breite von 1 cm. Selbst bei einer Dehnung von 100% war die Probe noch nicht gerissen, was keinen Widerspruch zu der in Tabelle 1 für den Streifenzugversuch angegebenen Bruchdehnung darstellt, weil die Werte in Tabelle 1 für Streifen mit einer größeren Breite gelten.

Um eine Dehnung bis zu etwa 78% zu erzielen, sind die für die Variante A erforderlichen Kräfte geringer als für Rattenmuskulatur, bei Dehnungen von weniger als 50% sogar wesentlich geringer. Dies bedeutet, daß sich ein in Muskulatur implantiertes Gewirke gemäß Variante A bei üblichen Bewegungen mitdehnt, ohne daß dafür nennenswerte Kräfte erforderlich sind. Das Implantat wirkt also nicht störend. Nähern sich bei Extrembelastungen jedoch die auftretenden Kräfte der höchsten dem Gewebebereich, in den das Implantat eingesetzt ist, zumutbaren Belastungskraft (die in Fig. 8 etwa 18 N/cm entspricht), so dehnt sich das Gewirke der Grundstruktur weniger stark weiter als das Gewebe, so daß das Gewirke der Grundstruktur in der Lage ist, die Kräfte aufzunehmen. Der Übergang zwischen den beiden Dehnungsbereichen erfolgt bei einer Grenzkraft, die sich in Fig. 8 aus dem Schnittpunkt der Kurven ergibt. Die derart definierte Grenzkraft sollte unterhalb der höchsten dem Gewebebereich zumutbaren Belastungskraft liegen.

Daß in Fig. 8 die Grenzkraft und die höchste dem Gewebebereich zumutbare Belastungskraft (genauer gesagt, die jeweiligen Spannungen) ungefähr gleich groß sind, liegt an den schwierig durchzuführenden Versuchen mit Rattenmuskulatur. Fig. 8 soll lediglich die beiden beschriebenen Dehnungsbereiche veranschaulichen. Quantitative Messungen an den flexiblen Grundstrukturen werden besser über Stempeldurchdruckversuche durchgeführt, und für Gewebe können beispielsweise die Daten von Klinge herangezogen werden, siehe oben.

Die Tabelle 2 zeigt die im Stempeldurchdruckversuch bestimmten Stempelkräfte F als Funktion der Stempelauslenkung s für die Varianten A bis E, also Werte, wie sie für die Variante B in Fig. 7 graphisch dargestellt sind. Zum Vergleich sind die Werte für das herkömmliche Implantatnetz aus Polypropylen (H) gemäß Tabelle 1 sowie für ein weiteres herkömmliches Implantatnetz aus Polyester (M) mit angeführt. Aus Tabelle 1 übernommen sind die Angaben für F_{max} sowie für die Stempelauslenkung bei F_{max} . Bei F_{max} treten im Stempeldurchdruckversuch erste Schäden an der untersuchten Probe auf.

Tabelle 2

Im Stempeldurchdruckversuch in Anlehnung an DIN 54 307 gemessene Stempelkraft F als Funktion der Stempelauslenkung s sowie F_{max} (in N) und $s(F_{max})$ (in mm) für fünf erfindungsgemäße flexible Grundstrukturen (Varianten A bis E) und für zwei herkömmliche Implantatnetze aus Polypropylen (H) und aus Polyester (M)

	A	B	C	D	E	M	H
s [mm]	F [N]	F [N]	F [N]	F [N]	F [N]	F [N]	F [N]
10	< 10	< 10	< 10	< 10	< 10	ca. 10	ca. 50
15	ca. 15	ca. 20	ca. 10	ca. 20	ca. 10	ca. 35	ca. 135
20	ca. 30	ca. 35	ca. 30	ca. 40	ca. 40	ca. 85	ca. 300
25	ca. 70	ca. 70	ca. 75	ca. 80	ca. 80	ca. 160	ca. 600
30	ca. 130	ca. 130	ca. 150	ca. 170	ca. 150	ca. 280	
F_{max}	464	420	460	490	630	460	2370
$s(F_{max})$	45	44	40	41	45	37	45

Wie bereits gesehen, ist bei dem herkömmlichen Implantatnetz aus Polypropylen F_{max} wesentlich größer als bei den Varianten A bis E. Bei dem herkömmlichen Implantatnetz aus Polyester liegt F_{max} in der gleichen Größenordnung wie für die Varianten A bis E. Für die in der Tabelle 2 aufgeführten Stempelauslenkungen bis 30 mm ist jedoch die Stempelkraft bei den Varianten A bis E wesentlich geringer als für das herkömmliche Implantatnetz aus Polyester, was die Überlegenheit des erfindungsgemäßen Implantats wiederum verdeutlicht.

Sowohl die Gewirke der Grundstruktur des erfindungsgemäßen flächigen Implantats als auch herkömmliche Implantatnetze zeigen ein Hystereseverhalten, das man im Stempeldurchdruckversuch bestimmen kann. In Fig. 9 ist im Stempelkraft-Stempelauslenkungs-Diagramm schematisch dargestellt, wie bei einer neuen Probe

DE 196 13 730 A1

die Stempelkraft F , ausgehend von der Stempelauslenkung $s = 0$, bis zu einem Wert F_0 ansteigt, der hier als der Wert der Stempelkraft bei einer Stempelauslenkung von 20 mm definiert ist. Wird nun der Stempel zurückgefahren, geht die Stempelkraft bereits bei einer Stempelauslenkung s_1 auf Null zurück.

In Tabelle 3 werden die Kraft F_0 und die Stempelauslenkung s_1 bei einem Stempeldurchdruckversuch ($n = 1$) und nach 5000 Stempeldurchdruckversuchen ($n = 5000$) verglichen, und zwar für ein herkömmliches Implantatnetz aus Polyglactin 910, ein herkömmliches Implantatnetz aus Polypropylen und das Gewirke der Grundstruktur gemäß Variante B. Um ein sicheres Anliegen der Probe am Stempel zu gewährleisten, wurde bei den Stempeldurchdruckversuchen die Kraft nicht bis auf Null zurückgefahren (wie in Fig. 9), sondern mit einer Vorkraft von 0,5 N gearbeitet. Aus der Tabelle 3 ist ersichtlich, daß die Variante B der flexiblen Grundstruktur des erfindungsgemäßen Implantats der Wechselbelastung, die die Bewegung einer Bauchwand simulieren soll, deutlich niedrigeren Widerstand entgegensetzt als die herkömmlichen Implantatnetze.

Tabelle 3

Hystereseverhalten verschiedener Implantate nach n Wechselbelastungen, gemessen im Stempeldurchdruckversuch bei einer Stempelauslenkung zwischen 0 und 20 mm und einer Stempelvorkraft von 0,5 N; siehe Text

Implantat	$n = 1$		$n = 5000$	
	F_0 [N]	s_1 [mm]	F_0 [N]	s_1 [mm]
Herkömmliches Implantatnetz aus Polyglactin 910, grobmaschig	ca. 150	ca. 8	ca. 114	ca. 15,5
Herkömmliches Implantatnetz aus Polypropylen	ca. 240	ca. 4	ca. 164	ca. 12,5
Erfindungsgemäße Grundstruktur, Variante B	ca. 45	ca. 7,5	ca. 30	ca. 14,2

Fig. 10 zeigt eine vergrößerte schematische Ansicht der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante A, in die zur Versteifung ein Multifilamentfaden aus Polyglactin 910 eingewirkt ist. In Fig. 11 ist eine vergrößerte schematische Ansicht der flexiblen Grundstruktur gemäß Variante B dargestellt, die mit einer Beschichtung aus Polyglactin 630 versehen ist. Polyglactin 630 ist ein Copolymer aus Glycolid und Lactid im Verhältnis 6 : 3 und ebenso wie Polyglactin 910 resorbierbar.

Durch den eingewirkten Faden bzw. durch die Beschichtung wird die flexible Grundstruktur versteift, wodurch die Handhabung des erfindungsgemäßen Implantats während der Anwendung, insbesondere während der Operation, wesentlich verbessert wird. Da das versteifende Material resorbierbar ist, läßt die Steifigkeit des Implantats im Körper des Patienten im Laufe der Zeit nach, bis das Implantat die Eigenschaften der Grundstruktur mit ihrem günstigen Kraft/Dehnungs-Verhalten erreicht hat, wie zuvor erläutert.

Die Tabelle 4 vergleicht die Biegesteifigkeiten des Gewirkes gemäß Variante A (Fig. 1), des Gewirkes gemäß Variante B (Fig. 2), des Gewirkes gemäß Variante A mit Versteifungsfaden (Fig. 10), des Gewirkes gemäß Variante B mit versteifender Beschichtung (Fig. 11) und eines herkömmlichen Implantatnetzes aus Polypropylen. Die angegebenen Biegesteifigkeiten wurden in einem Dreipunktbiegeversuch bei einem Abstand der Widerlager von 15 mm und einer Probenbreite von 15 mm bestimmt. Das von Anwendern hinsichtlich der Handhabung als gut eingestufte herkömmliche Implantat hat eine Biegesteifigkeit von ca. 0,15 bis 0,20 N/mm. Die Biegesteifigkeiten der versteiften Gewirke sind deutlich höher als die der ursprünglichen Grundstrukturen und liegen zwischen ca. 0,05 und 0,42 N/mm. Der letztere Wert ist sogar wesentlich höher als der für das vorbekannte Implantatnetz.

DE 196 13 730 A1

Tabelle 4

Biegesteifigkeit verschiedener Implantate, bestimmt durch vergleichende Messung im Dreipunktbiegeversuch bei einem Abstand der Widerlager von 15 mm und einer Probenbreite von 15 mm

5	Implantat	Biegesteifigkeit [N/mm]
	Erfindungsgemäße Grundstruktur, Variante A	ca. 0,03
10	Erfindungsgemäße Grundstruktur, Variante B	ca. 0,015
15	Erfindungsgemäße Grundstruktur, Variante A, versteift durch Garn (4 x 80 den) aus Polyglactin 910	ca. 0,05
20	Erfindungsgemäße Grundstruktur, Variante B, versteift durch Beschichtung aus Polyglactin 630	ca. 0,42
25	Herkömmliches Implantatnetz aus Polypropylen	ca. 0,15 bis 0,2

Die anfängliche Steifigkeit des erfindungsgemäßen flächigen Implantats läßt sich durch die Art, die Menge und die Struktur des aufgebracht oder eingebrachten versteifenden resorbierbaren Materials in weiten Grenzen variieren.

Patentansprüche

1. Flächiges Implantat, insbesondere zum Bauchwandverschluß,
 - mit einer flexiblen Grundstruktur aus einem Gewirke aus nicht resorbierbarem Material oder aus resorbierbarem Material, das eine Resorptionsdauer von mindestens 60 Tagen und/oder einen in-vivo-Festigkeitsabfall hat, der zu einer nach 30 Tagen verbleibenden Reißfestigkeit führt, die mindestens 10% der Ausgangsreißfestigkeit beträgt, oder aus einer Kombination solcher Materialien,
 - wobei das Gewirke der Grundstruktur dazu eingerichtet ist, sich unterhalb einer Grenzkraft stärker zu dehnen als der zur Aufnahme des Implantats bestimmte Gewebebereich und sich oberhalb der Grenzkraft weniger stark zu dehnen als dieser Gewebebereich, wobei die Grenzkraft unterhalb der höchsten diesem Gewebebereich zumutbaren Belastungskraft liegt, und
 - mit einem die Grundstruktur versteifenden, synthetischen resorbierbaren Material, dessen Resorptionsdauer geringer ist als die der Grundstruktur.
2. Flächiges Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gewirke der Grundstruktur derart aufgebaut ist, daß ein an einem Implantat von 100 cm² Fläche durchgeführter Stempeldurchdruckversuch mit halbkugelförmigem Stempel von 50 mm Radius ein einem Kraft-Längenänderungs-Diagramm entsprechendes Stempelpunkt-Stempelauslenkungs-Diagramm ergibt, bei dem bis 10 mm Stempelauslenkung die Stempelpunkt maximal 15 N beträgt, bei 20 mm Stempelauslenkung kleiner als 50 N ist und bei 30 mm Stempelauslenkung kleiner als 200 N ist und bei dem die Stempelpunkt für Stempelauslenkungen von mehr als 30 mm stark ansteigt auf einen Wert zwischen 200 N und 1000 N bei 38 mm Stempelauslenkung.
3. Flächiges Implantat nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Resorptionsdauer des versteifenden Materials 2 Tage bis 200 Tage beträgt.
4. Flächiges Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Flächengewicht der Grundstruktur geringer als 50 g/cm² ist.
5. Flächiges Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Gewirke eine aus Garnen gewirkte Wabenstruktur oder angenäherte Rechteckstruktur oder angenäherte Quadratstruktur aufweist.
6. Flächiges Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Gewirke eine Struktur aufweist, wie in einer der Fig. 1 bis 5 dargestellt ist.
7. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Gewirke Maschen mit einer lichten Weite im Bereich von 1 mm bis 8 mm hat.
8. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das versteifende Material in die Grundstruktur eingewirkte resorbierbare Garne, vorzugsweise Monofilamente und/oder Multifilamente, aufweist.
9. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das versteifende Material eine Folie aufweist, die auf einer Seite oder beiden Seiten der Grundstruktur aufgebracht ist.

DE 196 13 730 A1

10. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das versteifende Material eine auf das Material des Gewirkes aufgebraute Beschichtung aufweist
11. Flächiges Implantat nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Beschichtung Polyglactin 630 aufweist
12. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das versteifende Material ein Material aufweist, das aus der folgenden Gruppe von Materialien ausgewählt ist: Polymer auf der Basis von Caprolacton, Polyglycolid, Polylactid, Poly-p-dioxanon, Lactid/Glycolid-Copolymere, Lactid/Caprolacton-Copolymere, Glycolid/Caprolacton-Copolymere, Glycolid/Poly-p-dioxanon-Copolymere, Glycolid/Poly-p-dioxanon/Lactid-Copolymere, andere Copolymere der aufgeführten Materialien.
13. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Material der Grundstruktur Polypropylen und/oder Polyester aufweist
14. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Material der Grundstruktur ein Material aufweist, das aus der Gruppe der folgenden Materialien ausgewählt ist: Polylactid, Polyglycolid, Lactid/Glycolid-Copolymere, vorzugsweise Polyglactin 910, Poly-p-dioxanon.
15. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Material der Grundstruktur nicht eingefärbt ist.
16. Flächiges Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das versteifende Material eingefärbt ist.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

06.02.2001 15:59

RUFF, BEIER U. PARTNER STUTTGART -> NATH

NR. 759

030

- Leerseite -

ZEICHNUNGEN SEITE 1

Nummer:

Int. Cl.⁸:

Offenlegungstag:

DE 196 13 730 A1

A 61 F 2/10

2. Oktober 1997

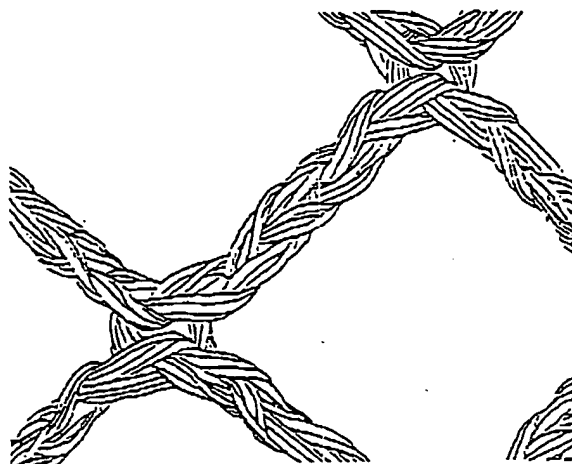
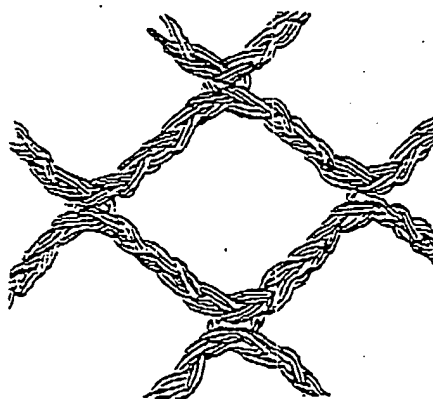


FIG. 1



(b)

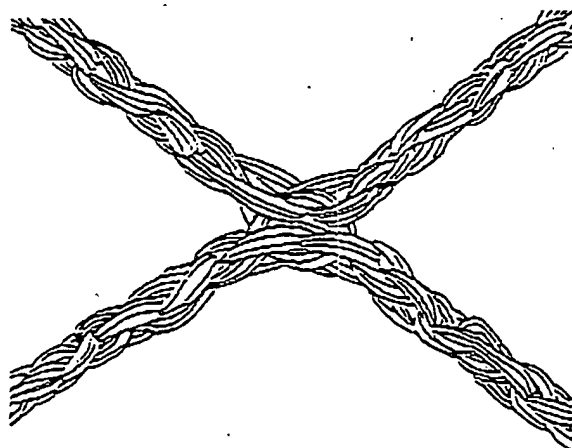


FIG. 2

ZEICHNUNGEN SEITE 2

Nummer:

DE 195 13 730 A1

Int. Cl. 8:

A 61 F 2/10

Offenlegungstag:

2. Oktober 1997

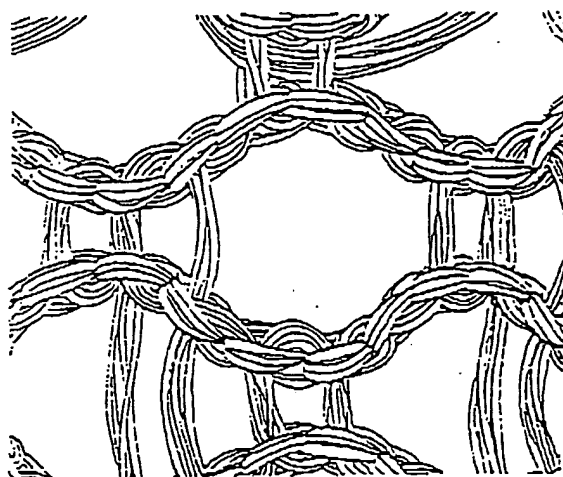


FIG. 3

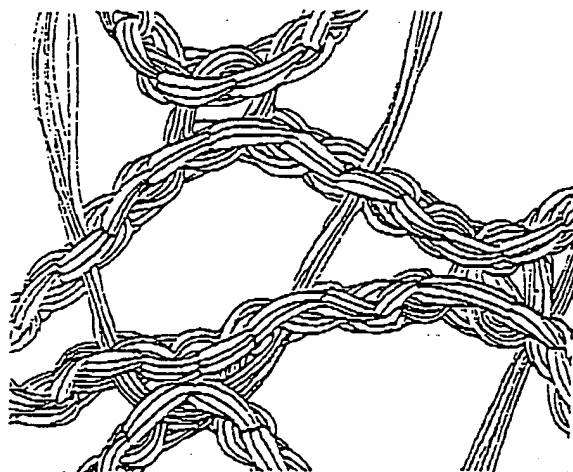


FIG. 4

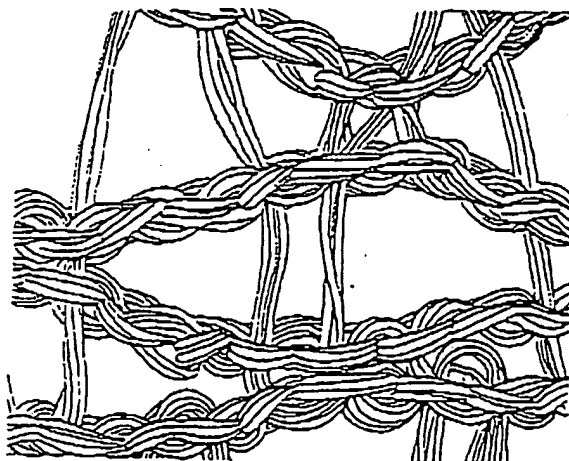


FIG. 5

ZEICHNUNGEN SEITE 3

Nummer:

Int. Cl. 8:

Offenlegungstag:

DE 196 13 730 A1

A 61 F 2/10

2. Oktober 1997

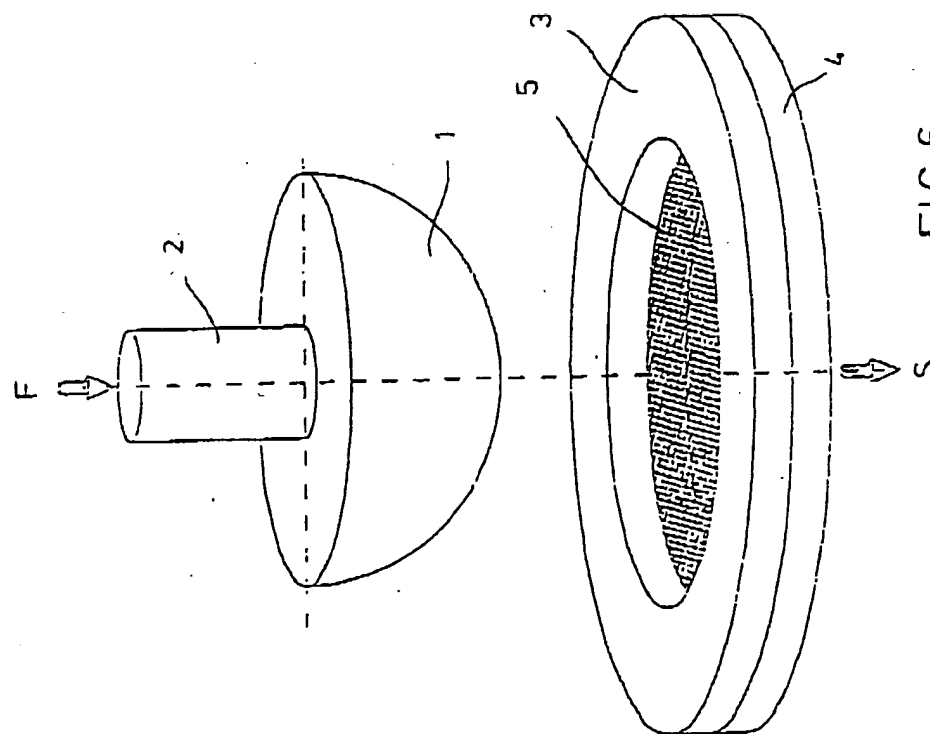


FIG. 6

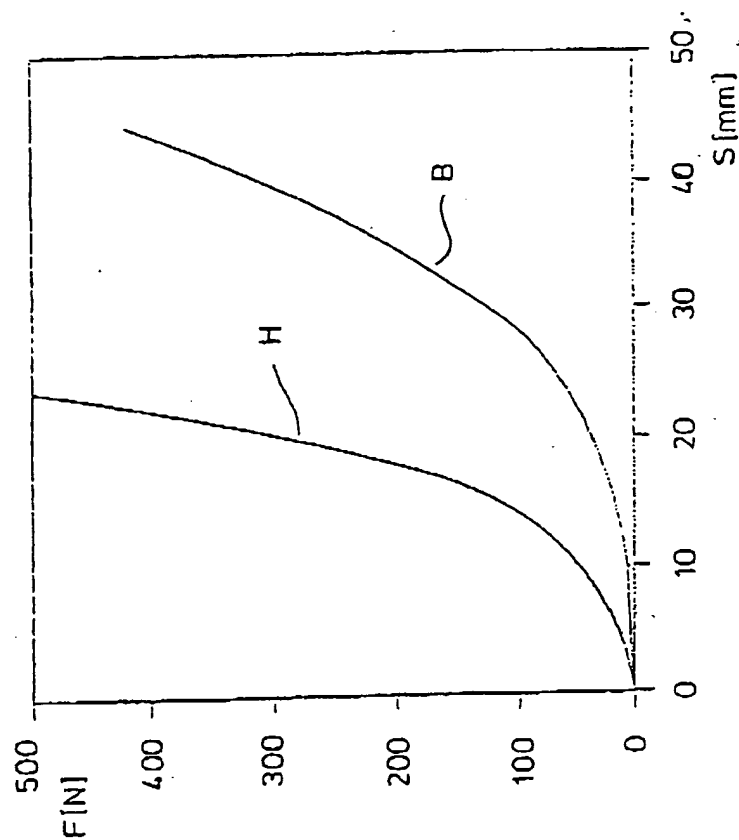


FIG. 7

06.02.2001

15:59

RUFF, BEIER U. PARTNER STUTTGART -> NATH

NR. 759

D34

ZEICHNUNGEN SEITE 4

Nummer:

DE 195 13 730 A1

Int. Cl. 6:

A 61 F 2/10

Offenlegungstag:

2. Oktober 1997

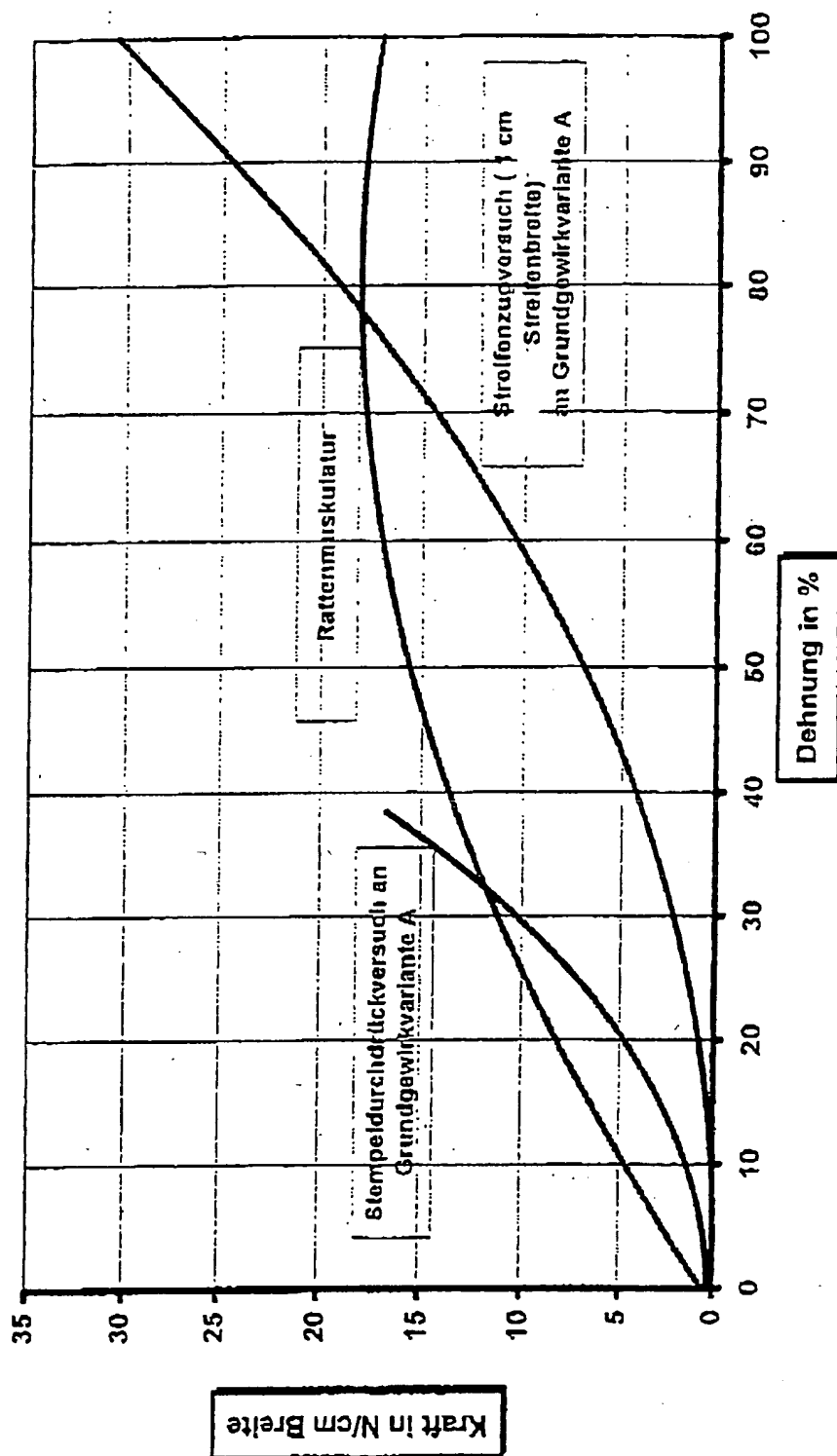


FIG. 8

ZEICHNUNGEN SEITE 5

Nummer:

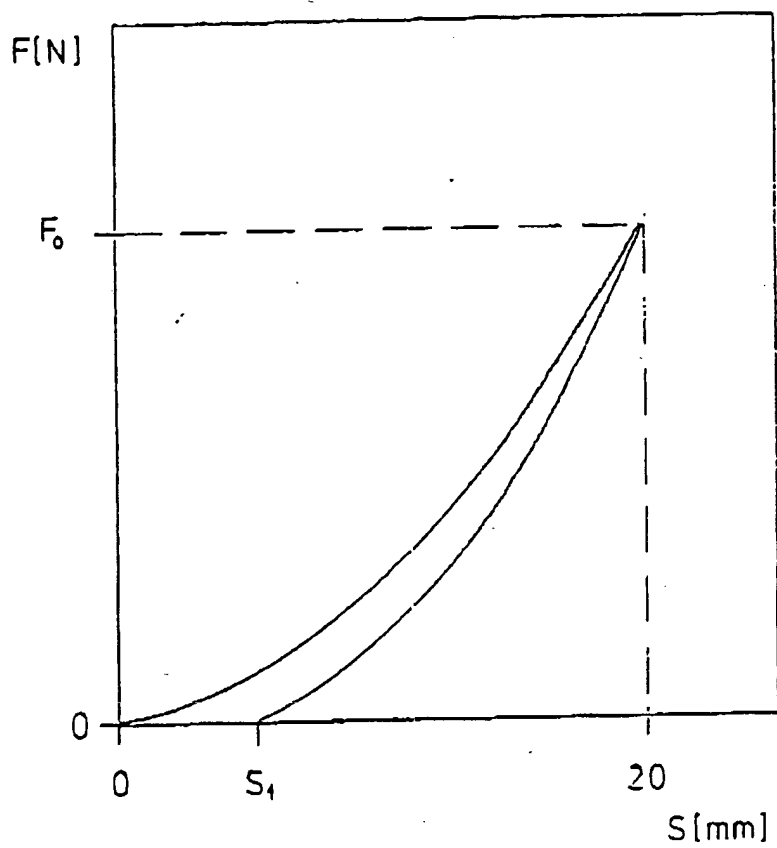
DE 196 13 730 A1

Int. Cl. 8:

A 61 F 2/10

Offenlegungstag:

2. Oktober 1997

FIG.9

06.02.2001

15:59

RUFF, BEIER U. PARTNER STUTTGART -> NATH

NR. 759

036

ZEICHNUNGEN SEITE 6

Nummer:

DE 195 13 730 A1

Int. Cl.⁸:

A 61 F 2/10

Offenlegungstag:

2. Oktober 1997

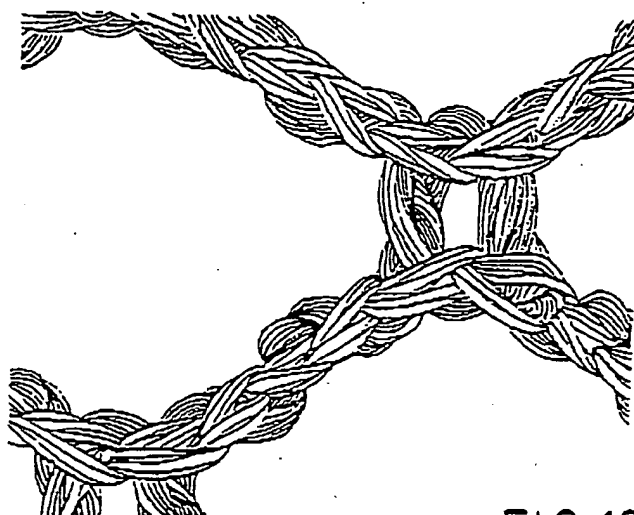


FIG. 10

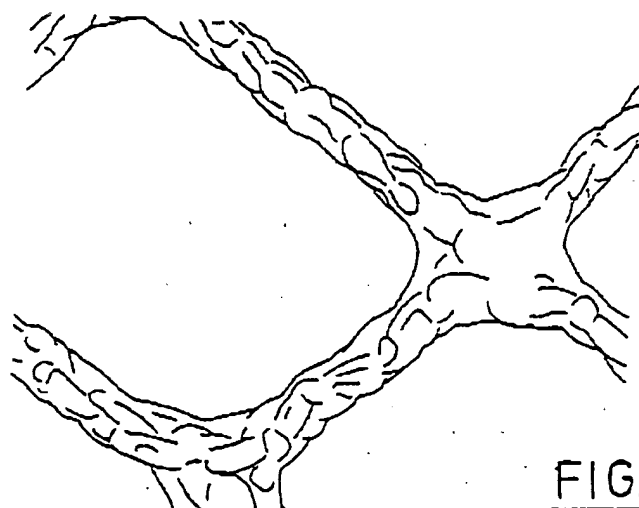


FIG. 11